

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-191808

(43)Date of publication of application : 30.07.1996

(51)Int.Cl.

A61B 5/05

(21)Application number : 07-003960

(71)Applicant : SEKISUI CHEM CO LTD

(22)Date of filing : 13.01.1995

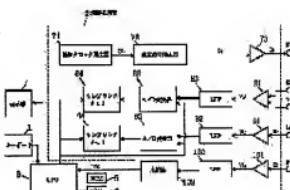
(72)Inventor : KUBOTA YASUYUKI  
KURIWAKI MASASHI  
ISHII TETSUYA

### (54) LIVING BODY ELECTRIC IMPEDANCE-MEASURING APPARATUS

#### (57)Abstract:

PURPOSE: To more accurately measure the electric impedance of a living body in consideration of a blood flow rate.

CONSTITUTION: A measuring signal generator 72 forms a measuring signal (current)  $I_a$  changing in frequency within a range of 1-1MHz at every cycle ( $t$ ) of a clock CL to send the same to the electrode Hc attached to the hand. When the measuring signal  $I_a$  is supplied to a living body, the voltages  $V_p$ ,  $V_c$  detected by a differential amplifier 81 and an I/V converter 91 are stored in sampling memories 84, 94 through the electrodes Hp, Lp, Lc attached to the hand or a leg. Further, a comparator 103 detects the peak value of the pulse waves of a human body detected by a pulse wave sensor P to supply a trigger TR to a CPU 3. Whereupon, the CPU 3 performs the sampling continued from the start of measurement only for a time  $T_s$  to stop and reads the voltages  $V_p$ ,  $V_c$  stored in the memories 84, 94 during the period going back by a predetermined time  $T_a$  from the start of measurement to calculate the electric impedance of a subject to display the calculated result on a display part 4.



特開平8-191808

(43)公開日 平成8年(1996)7月30日

(51)Int.Cl.\*

識別記号

府内整理番号

F I

技術表示箇所

A 61 B 5/05

B

審査請求 未請求 請求項の数2 O.L (全6頁)

(21)出願番号 特願平7-3960

(22)出願日 平成7年(1995)1月13日

(71)出願人 000002174

積水化学工業株式会社

大阪府大阪市北区西天満2丁目4番4号

(72)発明者 久保田 康之

京都市南区上島羽上飼子町2-2 積水化

学工業株式会社内

(72)発明者 栗脇 真史

京都市南区上島羽上飼子町2-2 積水化

学工業株式会社内

(72)発明者 石井 徹哉

茨城県つくば市和台32 積水化学工業株式

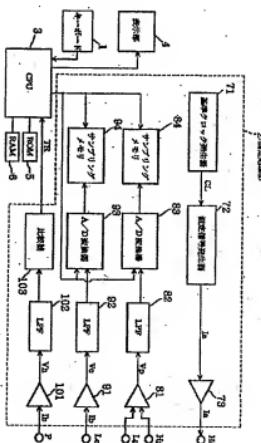
会社内

## (54)【発明の名称】 生体電気インピーダンス測定装置

## (57)【要約】

【目的】 血流量を考慮し、一段と正確な生体電気インピーダンスを測定できるようにする。

【構成】 測定信号発生器72は、クロックCLの周期t毎に、1~1MHzの範囲で周波数が変化する測定信号(電流)Iaを生成し、手に取り付けられた電極Hcに送出する。測定信号Iaが人体に供給されると、手や脚に取り付けられた電極HP, LP, LCを通じて、差動増幅器81及びI/V変換器91によって検出された電圧Vp, Vcがサンプリングメモリ84, 94に格納される。また、比較器103は、脈波センサPによって検出された人体の脈波のピーク値を検出すると、トリガTRをCPU3に供給する。CPU3は、トリガTRが供給されると、測定開始から続けてきたサンプリングを時間T<sub>s</sub>だけ行って停止した後、測定停止から所定時間T<sub>a</sub>だけ通った間にサンプリングメモリ84, 94に格納された電圧Vp, Vcを読み出して、被験者の電気インピーダンスを算出し、算出結果を表示部4に表示する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の脈波を検出する脈波検出手段と、該脈波検出手段によって検出された脈波に同期して、所定の周波数幅の範囲で周波数が時間の経過と共に変化する測定信号を生成し、生体に送出する測定信号生成手段と、

該測定信号生成手段から生体に送出された前記測定信号に基づいて、前記生体の互いに隔たる任意の2つの表面部位間に生じる電位差及び電流を検出する電気量検出手段と、該電気量検出手段によって検出された電位差及び電流を周波数毎に記憶するための記憶手段と、前記記憶手段に周波数毎に記憶された電位差及び電流に基づいて、前記生体の前記部位間の電気インピーダンス又は電気インピーダンスに基づく物理量を算出する演算手段と、該演算手段によって算出された結果を出力する出力手段とを備えてなることを特徴とする生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項2】 前記脈波検出手段によって検出された脈波に基づいて、前記測定信号の生成を促すためのトリガを発生して前記測定信号生成手段に供給するトリガ発生手段を備えてなることを特徴とする請求項1記載の生体電気インピーダンス測定装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、電気インピーダンス法に基づいて、被験者の体内水分量の経時変化の推計に有用な生体電気インピーダンス測定装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 体内水分量は、血行動態や代謝能等と関係しており、この体内水分量を測定できれば、心臓病、腎臓病等の各種の水分分布異常を起す疾患の把握や、治療、例えば、人工透析時のモニタ、利尿薬投与の適否等に利用できると考えられている。この体内水分量を測定する方法としては、体表面に貼着された複数の電極間に微小電流（例えば、 $300 \mu A$ ）を流すと共に、この微小電流の周波数を $3 \sim 4000 \text{ kHz}$ の周波数範囲でスイープすることにより、身体の電気インピーダンスを測定する生体電気インピーダンス法が知られている（「身体組成の評価法としての生体電気インピーダンス法」、Baumgartner, R.N., etc.著、「生体電気インピーダンスとその臨床応用」、医用電子と生体工学、金井寛著、20(3)

Jun 1982、「インピーダンス法による体肢の水分分布の推定とその応用」、医用電子と生体工学、波江野学等著、23(6) 1985、「インピーダンス法による膀胱内尿量の長時間計測」、人間工学、ロノ町康夫等著、28(3) 1992 等参照）。

【0003】 人体の生体系では、電気は主として細胞内外の電解質溶液中のイオンによって運ばれる。このことから、上記生体電気インピーダンス法では、図5に示すように、人体の電気インピーダンスは、抵抗Rのみか

らなる細胞外液インピーダンスと、抵抗R1と容量Cとからなる細胞内液インピーダンスとの並列合成分インピーダンスと考える（容量Cは細胞膜等が絶縁膜として働くためである）。人が同様に示すような等価回路モデルとして表すことができる（すなはち、非常に低い周波数では、細胞膜（容量C）の電気インピーダンスは電気を通すには高すぎる）。したがって、電気は細胞外液を通してのみ流れ、測定される生体電気インピーダンスは純粋に抵抗R0である。次に、周波数が増加するにつれて、電流は細胞膜を貫通するようになり、測定される生体電気インピーダンスには、抵抗分とリアクタンス分が含まれる。非常に高い周波数では、細胞膜が容量性能力を失うことにより、再び、純粋に合成抵抗R = R0 + (R1 + R0) のみが測定される。

【0004】 このことから、周波数をスイープすることにより、生体電気インピーダンス、抵抗、リアクタンス等を求めることができ、これらの変化により体内水分量（細胞外液）の変化を推計できる。したがって、上記生体電気インピーダンス法は、各種医療測定に応用できる。例えば、人工透析の治療中においては、透析の行いすぎによって浮腫等の身体異常が発生する可能性があるので、透析の終了時期を正確に知ることが望まれている。そこで、人工透析の過程において体内水分量が変化することに着目し、上述した電気インピーダンス法によって身体の生体電気インピーダンスを測定できれば、透析の終了時期を正確に知ることが可能となる。

【0005】 また、例えば、高齢者等の介護においては、自分で尿意や排尿の開始を知らせることが困難になる場合がある。そこで、従来は、おむつを着用したり、膀胱にカテーテルを挿入し、定期的に排尿させていたり、しかししながら、おむつの着用は、行動の制約や、かぶれなどを生じるという欠点があった。膀胱内の尿量の増加は、体内水分量の変化であり、ゆえに、上述した電気インピーダンス法によって身体の生体電気インピーダンスを測定すれば、膀胱内の尿量を測定することが可能となる。また、生体電気インピーダンスは、脂肪とも関係しており、脂肪では高抵抗、筋組織では低抵抗となることが知られている。このため、生体電気インピーダンスを測定することにより、体脂肪量を測定することが可能となる。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、生体電気インピーダンスは、血流量との間に密接な関係がある。すなわち、身体の血流量は、体内水分量の一部であり、心臓の拡張、収縮に応じて変化する。一方、生体電気インピーダンスは、前述したように、身体の水分量に応じて変化する。したがって、心臓の拡張、収縮に応じて変化する血流量を考慮して、生体電気インピーダンスを測定しなければならない。しかしながら、上述した生体電気インピーダンス測定装置では、生体電気インピーダンス

3

と血流量との間に密接な関係があるにもかかわらず、血流量を考慮して測定していないため（つまり、心拍と非同期に測定を行っているため）、誤差が生じる虞があり、正確な生体電気インピーダンスを測定できないという問題があった。

【0007】この発明は上述した事情に鑑みてなされたもので、一段と正確な生体電気インピーダンスを測定できる生体電気インピーダンス測定装置を提供することを目的としている。

#### 【0008】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、請求項1記載の生体電気インピーダンス測定装置は、生体の脈波を検出する脈波検出手段と、該脈波検出手段によって検出された脈波に同期して、所定の周波数幅の範囲で周波数毎に時間と共に変化する測定信号を生成し、生体に送出する測定信号生成手段と、該測定信号生成手段から生体に送出された上記測定信号に基づいて、上記生体の互いに隔たる任意の2つの表面部位間に生じる電位差及び電流を検出する電気諸量検出手段と、該電気諸量検出手段によって検出された電位差及び電流を周波数毎に記憶するための記憶手段と、上記記憶手段に周波数毎に記憶された電位差及び電流に基づいて、上記生体の上記部位間の電気インピーダンス又は電気インピーダンスに基づく物理量を算出する演算手段と、該演算手段によって算出された結果を出力する出力手段とを備えてなることを特徴としている。

【0009】また、請求項2記載の発明は、請求項1記載の生体電気インピーダンス測定装置であって、上記脈波検出手段によって検出された脈波に基づいて、上記測定信号の生成を促すためのトリガを発生して上記測定信号生成手段に供給するトリガ発生手段を備えてなることを特徴としている。

#### 【0010】

【作用】この発明の構成において、脈波検出手段は、生体の脈波を検出する。測定信号生成手段は、脈波検出手段によって検出された脈波に同期して、所定の周波数幅の範囲で周波数が時間と共に変化する測定信号を生成し、生成した測定信号を生体に送出する。電気諸量検出手段は、脈波に同期した上記測定信号に基づいて、生体の互いに隔たる任意の2つの表面部位間の電位差及び上記2つの部位間を流れる電流を検出する。検出された電位差及び電流は、一旦記憶手段に周波数毎に記憶される。演算手段は、上記記憶手段に脈波に同期し、かつ、周波数毎に記憶された電位差及び電流に基づいて、生体の上記部位間の電気インピーダンス又は電気インピーダンスに基づく物理量を算出する。算出された結果は、表示装置やプリンタに出力される。

【0011】この発明の構成によれば、脈波に同期して検出された電気諸量に基づいて、生体電気インピーダンスが算出されるので、体内水分量や体脂肪量等の測定に

おいて、血流量による影響を取り除くことができる。したがって、被験者の体内水分量や体脂肪量を一段と正確に推計でき、浮腫等の有効な測定手段として期待できる。また、血流量と生体電気インピーダンスとの関係を明確にすることもできる。

#### 【0012】

【実施例】次に図面を参照してこの発明の実施例について説明する。

##### A. 実施例の構成

図1は、この発明による一実施例である人体電気インピーダンス測定装置の電気的構成を示すブロック図である。同測定装置100は、人体における体内水分量の経時変化を測定するための装置であり、キーボード1と、人体に測定信号を出し、これにより人体から得られる電圧電流情報をデジタル処理するための測定処理部2と、装置各部を制御すると共に、測定処理部2の処理結果に基づいて人体の電気インピーダンスを統合的に算出するためのCPU（中央演算処理装置）3と、このCPU3によって算出された人体の電気インピーダンスを表示するための表示部4と、CPU3の処理プログラムを記憶するROM5と、CPU3の作業領域が設定されるRAM6とから概略構成されている。

【0013】上記キーボード1は、操作者が全測定時間Tや、後述する時間T<sub>s</sub>、T<sub>e</sub>、T<sub>a</sub>等を測定目的に応じて設定ノブ/設定変更するための入力装置であり、キーボード1から供給される各キーの操作データは、図示せぬキーワード発生回路でキーコードに変換されてCPU3に供給される。

【0014】また、上記測定処理部2は、基準クロック発生器71、測定信号発生器72、出力バッファ73及び身体の所定の部位に取り付けられる電極Hcからなる出力処理回路と、同じく身体の所定の部位に取り付けられる電極Hp、Lp、Lc、差動増幅器81、1/V変換器91、LFF82、92、102、A/D変換器83、93、サンプリングメモリ（リングバッファ）84、94、增幅器101、及び比較器103からなる入力処理回路とから構成されている。測定処理部2において、基準クロック発生器71は、全測定時間Tの間、周期t（例えは800ns）のクロックCLを発生し、測定信号発生器72へ供給する。測定信号発生器72は、上記クロックCL毎に周波数をスイープさせ、1~1MHzの範囲で変化する測定信号（電流）Iaを全測定時間Tの間、繰り返し生成し、出力バッファ73を介して、電極Hc（図4参照）に送出する。上記測定信号Iaの周波数搬入時間は、後述する脈波の変化に比べて十分短く、この例では、10ms毎にクロックが発生するようになっている。なお、電極Hcは、被験者の手に吸着方式により取り付けられる。それゆえ、測定信号（電流）Iaは、被験者の手の部分から人体に入る。

【0015】次に、上記差動増幅器81は、2つの電極

$H_p, L_p$  間の電圧(電位差)を検出する。この例では、電極 $H_p$ は被験者の手に吸着方式により取り付けられ、電極 $L_p$ は、脚部に吸着方式により取り付けられる(同図参照)。したがって、差動増幅器8 1は、上記測定信号 $I_a$ が人体に供給されると、被験者の手足間の電圧 $V_p$ を検出し、ローパスフィルタ8 2へ供給することになる。この電圧 $V_p$ は、電極 $H_p$ と電極 $L_p$ との間ににおける人体の電気インピーダンスによる電圧降下である。ローパスフィルタ8 2は、上記電圧 $V_p$ からノイズを除去し、A/D変換器8 3へ供給する。 $A/D$ 変換器8 3は、CPU3からデジタル変換信号 $S_d$ が供給される度に、上記ノイズを除去された電圧 $V_p$ をデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ8 4へ供給する。サンプリングメモリ(リングバッファ)8 4には、上記デジタル化された電圧 $V_p$ が脈波の1周期よりも長い時間、クロックCLで規定される周期 $t$ 毎、測定信号 $I_a$ の周波数毎に記憶される。

【0016】次に、 $I/V$ 変換器9 1は、2つの電極 $H_c, L_c$ 間に流れる電流を検出して電圧に変換する。この例では、電極 $H_c$ は被験者の手に吸着方式により取り付けられ、電極 $L_c$ は、脚部に吸着方式により取り付けられる(同図参照)。したがって、 $I/V$ 変換器9 1は、測定信号 $I_a$ が人体に供給されると、被験者の手足間に流れる電流 $i_b$ を検出し、電圧 $V_c$ に変換した後、ローパスフィルタ9 2へ供給する。ローパスフィルタ9 2は、電圧 $V_c$ からノイズを除去し、 $A/D$ 変換器9 3へ供給する。 $A/D$ 変換器9 3は、CPU3からデジタル変換信号 $S_d$ が供給される度に、上記ノイズを除去された電圧 $V_c$ をデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ9 4へ供給する。サンプリングメモリ(リングバッファ)9 4には、デジタル化された電圧 $V_c$ が脈波の1周期よりも長い時間、クロックCLで規定される周期 $t$ 毎、測定信号 $I_a$ の周波数毎に記憶される。

【0017】次に、増幅器1 0 1は、脈波センサPによって検出される脈波の変化に応じた電圧 $V_h$ を所定のレベルに増幅してローパスフィルタ1 0 2へ供給する。この例の脈波センサPは、光を指に照射したときの反射量(または透過量)の変化によって脈を検出する光学式のもので、図4に示すように、被験者の指に取り付けられて使用される。脈波センサPは、被験者の脈波の変化、言い換えると、血流量の変化を検出する。ローパスフィルタ1 0 2は、電圧 $V_h$ からノイズを除去し、比較器1 0 3へ供給する。比較器1 0 3は、ノイズが除去された電圧 $V_h$ と所定のしきい値とを比較することにより、電圧 $V_h$ のピーク値、すなわち、被験者の脈波のピーク値を検出し、検出信号をトリガ(同期信号)TRとしてCPU3へ供給する(脈波のピーク値でトリガをかけるのは、誤検出を防止するためである)。

【0018】次に、CPU3は、ROM5に記憶された処理プログラムに従って、上述した測定処理部2による

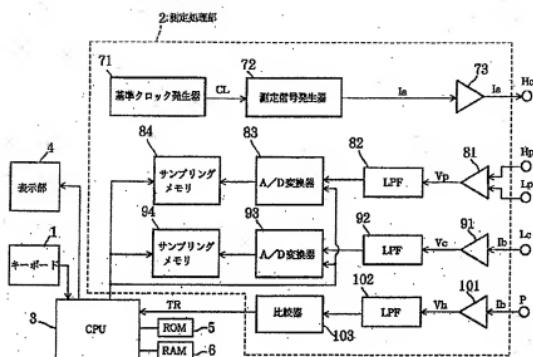
測定を開始し、測定開始から所定時間 $T_s$ (例えば200ms)経過後から比較器1 0 3がに出力するトリガTRを受け付け、トリガTRが供給されると、指定時間(時間 $T_s$ : 例えは800ms)、指定回数だけサンプリングした後、測定を停止する制御を行うほか、測定停止から所定時間 $T_a$ (例えは600~1000ms)遅った間にサンプリングメモリ8 4, 9 4に格納された電圧 $V_p, V_c$ を逐次読み出して、被験者の電気インピーダンス $Z = (V_p/V_c)$ を算出する。このように、トリガTRが供給された時点では測定を開始せず、測定開始から所定時間 $T_s$ 経過後にトリガTRを受け付けるようにすれば、脈波が立ち上がるフェーズでの測定を可能とするためである。上記所定時間 $T_a$ は、脈波の全フェーズが測定できるように、脈波の少なくとも1周期よりも長めに設定される。したがって、被験者の電気インピーダンス $Z$ は、常に脈波の全フェーズでサンプリングされた電圧 $V_p, V_c$ に基づいて算出される。そして、例えば、脈波の所定のフェーズに同期してサンプリングされた電圧 $V_p, V_c$ に基づいて算出された電気インピーダンス $Z$ が、表示コントローラと表示器(例えはLCD)とからなる表示部4において表示される。

#### 【0019】B. 実施例の動作

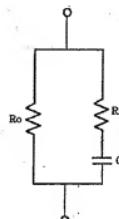
次に、上述した構成と動作について説明する。図2は、人体電気インピーダンス測定装置の動作を説明するためのフローチャートであり、図3は、同動作を説明するためのタイミングチャートである。まず、測定開始に先だって、図4に示すように、電極 $H_c, H_p$ を被験者の手に、電極 $L_p, L_c$ を被験者の脚部にそれぞれ取り付け(このとき、電極 $H_c, L_c$ を、電極 $H_p, L_p$ よりも人体の中心から離れた方に設置する)。また、脈波センサPを被験者の指に取り付けする。次いで、キー操作1にて設けられた測定開始スイッチをオンとする。これにより電源が投入され、CPU3は、まず、所定の初期設定を行った後、ステップS 1において、基準クロック発生器7 1のクロックCLに従って測定信号発生器7 2によって生成される測定信号 $I_a$ を電極 $H_c$ から身体へ送出させて測定を開始する。測定信号 $I_a$ が人体に供給されると、差動増幅器8 1において、電極 $H_p, L_p$ が取り付けられた手足間で生じた電圧 $V_p$ が検出され、ローパスフィルタ8 2を経てA/D変換器8 3へ供給される。一方、 $I/V$ 変換器9 1では、電極 $H_c, L_c$ が取り付けられた手足間に流れる電流 $i_b$ が検出され、電圧 $V_c$ に変換された後、ローパスフィルタ9 2を経てA/D変換器9 3へ供給される。このとき、CPU3からは、サンプリング周期毎にA/D変換器8 3, 9 3に対してデジタル変換信号 $S_d$ が供給される。また、増幅器1 0 1では、脈波センサPによって脈波の変化に応じた電圧 $V_h$ が検出され、ローパスフィルタ1 0 2を経て比較器1 0 3へ供給される。

【0020】A/D変換器8 3では、デジタル変換信号

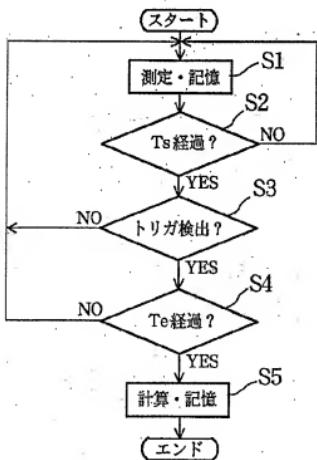
【図1】



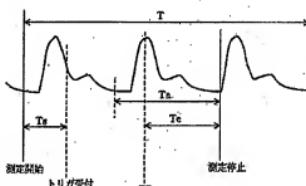
【図5】



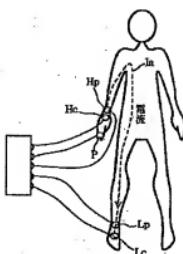
【図2】



【図3】



【図4】



$S_d$  の供給を受ける度に、電圧  $V_p$  をデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ 84 へ供給する。サンプリングメモリ 84 は、デジタル化された電圧  $V_p$  を順次記憶する。一方、A/D 変換器 93 では、デジタル変換信号  $S_d$  の供給を受ける度に、電圧  $V_c$  をデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ 94 に供給する。サンプリングメモリ 94 は、デジタル化された電圧  $V_c$  を順次記憶する。CPU 3 は、ステップ S 2 へ進み、測定開始から時間  $T_s$  (図 3) が経過したか否かを判断する。この判断において、時間  $T_s$  が経過していないと判断された場合には、ステップ S 1 へ戻り、上述した処理を繰り返す。

【0021】そして、測定開始から時間  $T_s$  が経過したと判断された場合には、ステップ S 3 へ進み、比較器 103 からトリガ  $T_R$  が供給されたか否かを判断する。すなわち、時間  $T_s$  が経過した以降、トリガ  $T_R$  を受け付けるようになる。この判断において、トリガ  $T_R$  が供給されない場合には、ステップ S 1 へ戻って、トリガ  $T_R$  が供給されるまで、上述した処理を繰り返す。一方、被験者の脈波のピークが検出されると、比較器 103 は、トリガ  $T_R$  (同図) を CPU 3 に供給する。そして、トリガ  $T_R$  が CPU 3 に供給されると、ステップ S 3 からステップ S 4 へ進み、トリガ  $T_R$  が供給されてから時間  $T_e$  が経過したか否かを判断する。この判断において、時間  $T_e$  が経過していないと判断された場合には、ステップ S 1 へ戻り、時間  $T_e$  が経過するまで、上述した処理を繰り返す。そして、トリガ  $T_R$  が供給されてから時間  $T_e$  が経過したと判断されると、ステップ S 5 へ進む。ステップ S 5 では、測定停止から遡って時間  $T_a$  (同図) の間に、かつ指定回数だけ、測定信号 I<sub>a</sub> の周波数毎に検出された電圧  $V_p$ ,  $V_c$  に基づいて、被験者の電気インピーダンスを所定のアルゴリズムに従って計算し、得られた電気インピーダンスを RAM 6 に記憶すると共に、表示部 4 に表示させる。そして、当該処理を終了する。

【0022】このように、上記構成によれば、脈波同期してサンプリングされた電圧  $V_p$ ,  $V_c$  に基づいて、電気インピーダンス  $Z$  が算出されるので、体内水分量の測定において、血流量による影響を取り除くことができる。したがって、被験者の体内水分量を一段と正確に推計でき、浮腫等の有効な測定手段として期待できる。また、脈波の全フェーズでサンプリングされた電圧  $V_p$ ,  $V_c$  に基づいて生体電気インピーダンス  $Z$  が算出されるので、血流量と生体電気インピーダンスとの関係を明確にすることもできる。

【0023】以上、この発明の実施例を図面により詳述

してきたが、具体的な構成はこの実施例に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計の変更等があつてもこの発明に含まれる。例えば、算出された人体の電気インピーダンスをプリントに出力するようにも良い。また、上述の実施例では、被験者の脈波のピーク値でトリガをかける場合について述べたが、これに限定されない。また、算出される電気インピーダンスは人体の合成電気インピーダンスに限らず、例えば、人体の細胞外抵抗、細胞内液抵抗及びこれらの時間的変化量並びにこれらの一節であつても良く、このようにすれば、透析の状態測定への適用が期待できる。また、電極の取付箇所は、手や脚に限定されない。

#### 【0024】

【発明の効果】以上、説明したように、この発明の構成によれば、脈波に同期して検出された電気諸量に基づいて、生体電気インピーダンスが算出されるので、体内水分量や体脂肪量等の測定において、血流量による影響を取り除くことができる。したがって、被験者の体内水分量や体脂肪量を一段と正確に推計でき、浮腫等の有効な測定手段として期待できる。また、血流量と生体電気インピーダンスとの関係を明確にすることもできる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例である生体電気インピーダンス測定装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図2】同測定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図3】同測定装置の動作を説明するためのタイミングチャートである。

【図4】同測定装置の各種電極の取付状態を示す図である。

【図5】生体電気インピーダンスの等価回路モデルを示す図である。~

#### 【符号の説明】

2 測定処理部

3 CPU (演算手段)

7 1 基準クロック発生器

7 2 測定信号発生器 (測定信号生成手段)

7 3 出力パッファ

8 1 差動増幅器 (電気諸量検出手段)

8 2, 9 2, 1 0 2 ローパスフィルタ

8 3, 9 3 A/D 変換器 (電気諸量検出手段)

8 4, 9 4 サンプリングメモリ

9 1 I/V 変換器 (電気諸量検出手段)

1 0 1 増幅器 (脈波検出手段)

1 0 3 比較器 (脈波検出手段)

P 脈波センサ (脈波検出手段)

Sdの供給を受ける度に、電圧Vpをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ84へ供給する。サンプリングメモリ84は、デジタル化された電圧Vpを順次記憶する。一方、A/D変換器93では、デジタル変換信号Sdの供給を受ける度に、電圧Vcをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ94に供給する。サンプリングメモリ94は、デジタル化された電圧Vcを順次記憶する。CPU3は、ステップS2へ進み、測定開始から時間T's(図3)が経過したか否かを判断する。この判断において、時間T'sが経過していないと判断された場合には、ステップS1へ戻って、上述した処理を繰り返す。

【0021】そして、測定開始から時間T'sが経過したと判断された場合には、ステップS3へ進んで、比較器103からトリガTRが供給されたか否かを判断する。すなわち、時間T'sが経過した以降、トリガTRを受け付けるようになる。この判断において、トリガTRが供給されていない場合には、ステップS1へ戻って、トリガTRが供給されるまで、上述した処理を繰り返す。一方、被験者の脈波のピークが検出されると、比較器103は、トリガTR(同図)をCPU3に供給する。そして、トリガTRがCPU3に供給されると、ステップS3からステップS4へ進み、トリガTRが供給されてから時間Teが経過したか否かを判断する。この判断において、時間Teが経過していないと判断された場合には、ステップS1へ戻って、時間Teが経過するまで、上述した処理を繰り返す。そして、トリガTRが供給されてから時間Teが経過したと判断されると、ステップS5へ進む。ステップS5では、測定停止から翌つて時間Ta(同図)の間に、かつ指定回数だけ、測定信号Iaの周波数毎に検出された電圧Vp,Vcに基づいて、被験者の電気インピーダンスを所定のアルゴリズムに従って計算し、得られた電気インピーダンスをRAM6に記憶すると共に、表示部4に表示させる。そして、当該処理を終了する。

【0022】このように、上記構成によれば、脈波同期してサンプリングされた電圧Vp,Vcに基づいて、電気インピーダンスZが算出されるので、体内水分量の測定において、血流量による影響を取り除くことができる。したがって、被験者の体内水分量を一段と正確に推計でき、浮腫等の有効な測定手段として期待できる。また、脈波の全フェーズでサンプリングされた電圧Vp,Vcに基づいて生体電気インピーダンスZが算出されるので、血流量と生体電気インピーダンスとの関係を明確にすることできる。

【0023】以上、この発明の実施例を図面により詳

しきたが、具体的な構成はこの実施例に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計の変更等があつてもこの発明に含まれる。例えば、算出された人体の電気インピーダンスをプリントに出力するようにして良い。また、上の実施例では、被験者の脈波のピーク値でトリガをかける場合について述べたが、これに限定されない。また、算出される電気インピーダンスは人体の合成電気インピーダンスに限らず、例えば、人体の細胞外被抵抗、細胞内液抵抗及びこれらの時間的变化量並びにこれらの一値であつても良く、このようにすれば、透析の状態測定への適用が期待できる。また、電極の取付箇所は、手や脚に限定されない。

#### 【0024】

【発明の効果】以上、説明したように、この発明の構成によれば、脈波に同期して検出された電気諸量に基づいて、生体電気インピーダンスが算出されるので、体内水分量や体脂肪量等の測定において、血流量による影響を取り除くことができる。したがって、被験者の体内水分量や体脂肪量を一段と正確に推計でき、浮腫等の有効な測定手段として期待できる。また、血流量と生体電気インピーダンスとの関係を明確にすることもできる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例である生体電気インピーダンス測定装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図2】同測定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図3】同測定装置の動作を説明するためのタイミングチャートである。

【図4】同測定装置の各種電極の取付状態を示す図である。

【図5】生体電気インピーダンスの等価回路モデルを示す図である。

#### 【符号の説明】

##### 2 測定処理部

3 CPU(演算手段)

7 1 基準クロック発生器

7 2 測定信号発生器(測定信号生成手段)

7 3 出力バッファ

8 1 差動増幅器(電気諸量検出手段)

8 2, 9 2, 1 0 2 ローパスフィルタ

8 3, 9 3 A/D変換器(電気諸量検出手段)

8 4, 9 4 サンプリングメモリ

9 1 I/V変換器(電気諸量検出手段)

1 0 1 増幅器(脈波検出手段)

1 0 3 比較器(脈波検出手段)

P 脈波センサ(脈波検出手段)